

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS ✓
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Problem Image Mailbox.**

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication : **2 635 685**  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **89 11387**

⑤1 Int Cl<sup>8</sup> : A 61 K 31/765.

①2

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 30 août 1989.

③0 Priorité : JP, 31 août 1988, n° 214835/1988.

⑦1 Demandeur(s) : *G-C Dental Industrial Corp., société de  
droit japonais. — JP.*

⑦2 Inventeur(s) : Yoshito Ikada ; Shokyu Gen.

④3 Date de la mise à disposition du public de la  
demande : BOP1 « Brevets » n° 9 du 2 mars 1990.

⑧0 Références à d'autres documents nationaux appa-  
rentés :

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Cabinet Malemont.

⑤4 Matières de régénération du périodonte.

⑤7 Matières de régénération du périodonte pour le traitement  
de régénération du périodonte, qui consistent en des copoly-  
mères bio-dégradables/absorbables lactide/ε-caprolactone ou  
lactide/glycolide, ayant une masse moléculaire moyenne en  
poids se situant dans la plage de 40 000 à 500 000, ainsi  
qu'un module d'élasticité dynamique de  $5 \times 10^2$  à  $5 \times 10^4$   
N/cm<sup>2</sup> et un taux d'allongement de 100 à 2 000 %, tout deux  
mesurés à la température ambiante (25 °C). Ces copolymères  
peuvent être utilisés sous la forme d'une feuille ou d'un film  
qui peut être poreux (poreuse) ou non.

FR 2 635 685 - A1

D

## MATIERES DE REGENERATION DU PERIODONTE.

La présente invention porte sur une matière dentaire bio-dégradable/absorbable, qui est requise pour la régénération des tissus d'un corps vivant atteint de

5 périodontite.

Dans les traitements périodontiques courants du cément sain et du ligament périodontique atteints de maladies périodontiques, l'hydroxyapatite et le phosphate de calcium sont utilisés en tant que matières de remplissage de

10 l'os alvéolaire devant être introduites dans les tissus périodontiques perdus.

Cependant, de tels traitements sont considérés comme n'étant efficaces que pour empêcher les maladies périodontiques d'atteindre un stade avancé ou de

15 réapparaître à un certain degré. Ces dernières années, la Technique de Régénération Dirigée des Tissus, développée par le Professeur S. Nyman et al. (Université de Gothenbourg) a, du point de vue biologique, attiré l'attention dans les domaines dentaires. Pour une telle Technique de

20 Régénération Dirigée des Tissus qui fait date, il a été rapporté que certains résultats peuvent être obtenus avec ce que l'on appelle une membrane Goretex qui n'est ni dégradable, ni absorbable dans un corps vivant. Voir

25 S. Nyman et al., «The regenerative potential of the periodontal ligament - An experimental study in the monkey», J. Clin. Periodontol, 9:257, 1982.

Etant donné que la membrane Goretex n'est ni dégradable ni absorbable dans un corps vivant, elle constitue une substance étrangère au corps vivant et elle

30 réagit avec les tissus. Par conséquent, on doit retirer la membrane Goretex après un premier traitement et une seconde opération est donc à nouveau nécessaire. De ce point de vue, un compte-rendu des études concernant l'utilisation de membranes biodégradables/absorbables pour la Technique de

35 Régénération Dirigée des Tissus a été présenté. Voir I. Magnusson et al., «New Attachment Formation Following

Controlled Tissue Regeneration Using Biodegradable Membrane», J. Periodontol, 59, 1-6, Janvier 1988.

Cependant, étant donné qu'un homopolymère consistant en 100% d'acide polylactique est utilisé comme  
5 membrane bio-dégradable/absorbable, il est impossible de contrôler simultanément à la fois les propriétés dynamiques (ou mécaniques) et la vitesse d'hydrolyse.

Du fait de sa température de transition vitreuse supérieure à la température d'un corps vivant, l'homopolymère consistant en 100% d'acide polylactique donne un  
10 stimulus physique aux tissus mous d'un corps vivant, ce qui donne naissance à une inflammation. Avec l'homopolymère, il est difficile de faire varier librement la vitesse d'hydrolyse.

Les présents inventeurs ont conduit des recherches intenses et approfondies pour éliminer les points faibles de l'homopolymère d'acide polylactique ci-dessus, autrement dit, pour améliorer en particulier ses propriétés dynamiques (ou mécaniques), ses propriétés thermiques et la vitesse  
15 d'hydrolyse. En conséquence, il a été découvert qu'un film ou une feuille d'un copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide convient le mieux pour la Technique de Régénération Dirigée des Tissus. La présente invention a été accomplie sur la base de cette découverte.

La nouveauté de la présente invention réside dans l'utilisation d'un copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou d'un copolymère lactide/glycolide en tant que matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée appliquées à la Technique de Régénération Dirigée des  
20 Tissus, efficaces pour prévenir les maladies périodontiques. On peut façonner en films ou en feuilles ces matières bio-dégradables/absorbables en dissolvant les copolymères lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide dans un solvant tel qu'un solvant organique, par  
25 exemple, le chlorure de méthylène, le chloroforme, le dioxanne, le toluène, le benzène, le diméthylformamide ou  
30

l'acétone, et en soumettant les solutions résultantes à une coulée ou à une compression à chaud. Pour permettre à ces films ou feuilles d'être traversés par les fluides corporels tels que substances nutritives ou pour leur donner de la souplesse, ils peuvent être rendus poreux par un traitement d'étirage ou de lyophilisation dans une solution de benzène ou de dioxanne.

Les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée selon la présente invention possèdent non seulement une excellente souplesse, mais également une excellente biocompatibilité. Ainsi, elles tendent à disparaître immédiatement après la guérison des sites endommagés sans aucun risque d'interférence avec l'ankylose osseuse du tissu conjonctif séparé de la surface d'une racine par une discission ou une lésion. La raison pour laquelle cette excellente biocompatibilité est obtenue est qu'il est possible d'utiliser des matières dont on peut faire varier les propriétés dynamiques et thermiques, ainsi que la vitesse d'hydrolyse, par la copolymérisation du lactide qui est un polyester aliphatique avec l' $\epsilon$ -caprolactone ou le glycolide, utilisés dans des rapports appropriés, et que les matières peuvent être choisies pour l'application selon le niveau de guérison à atteindre pour les sites endommagés.

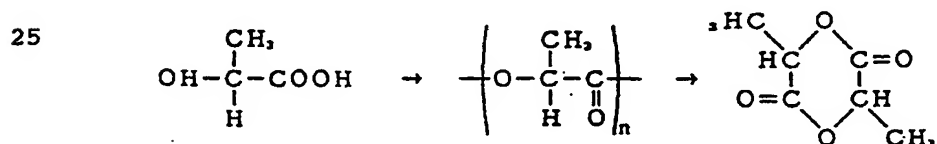
La présente invention va maintenant être expliquée plus en détail avec référence au dessin annexé, qui est donné à titre d'illustration seulement et sur lequel :

- la Figure 1 est une représentation graphique montrant la relation entre la fraction molaire d' $\epsilon$ -caprolactone dans le copolymère L-lactide/ $\epsilon$ -caprolactone et la température de transition vitreuse de ce copolymère ;
- la Figure 2 est une représentation graphique illustrant la relation entre la fraction molaire d' $\epsilon$ -caprolactone dans le copolymère de L-lactide/ $\epsilon$ -caprolactone et le module d'élasticité dynamique de ce dernier à la température ambiante ;

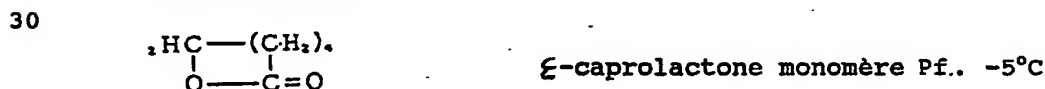
- la Figure 3 est une représentation graphique montrant la relation entre la durée de l'hydrolyse et le poids et le taux de masse moléculaire résiduelle du copolymère L-lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ; et
- 5 - la Figure 4 est une représentation graphique montrant la relation entre la durée d'hydrolyse et la résistance à la traction du copolymère L-lactide/ $\epsilon$ -caprolactone.

Les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée utilisées dans la présente invention sont largement réparties dans le monde naturel et sont des copolymères. lactide/ε-caprolactone ou lactide/glycolide que l'on trouve dans les corps des animaux. La composition et la masse moléculaire d'un tel copolymère peuvent être choisies en fonction des propriétés mécaniques et du taux de bio-dégradation/absorption de la matière qui sont appropriés pour un état de maladie périodontique. Les copolymères lactide/ε-caprolactone utilisés dans la présente invention sont synthétisés conformément au schéma réactionnel suivant :

	L-lactide monomère Pf.96°C
D,L-lactide, L-lactide	L-lactide monomère Pf.128°C

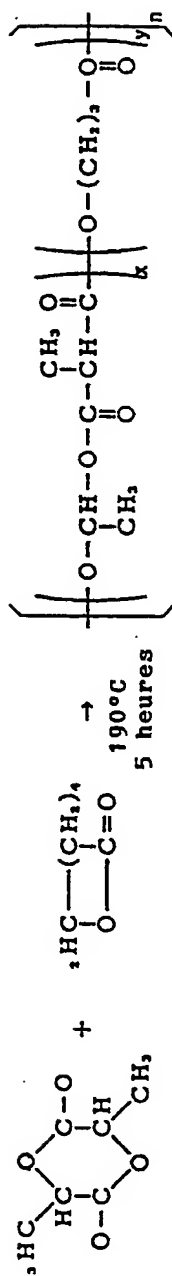


## $\epsilon$ -caprolactone

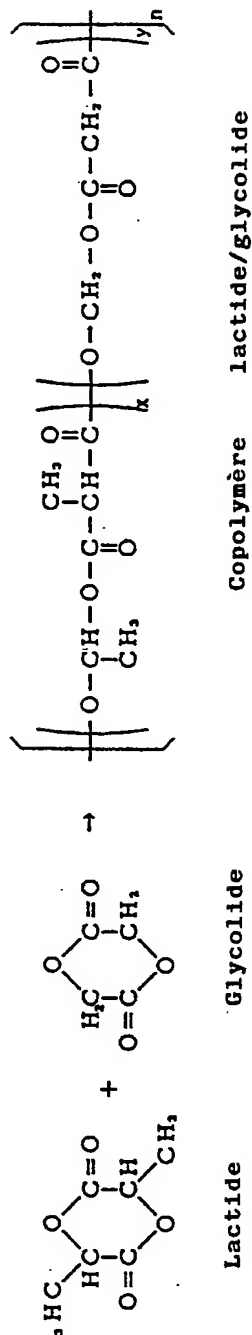


Polymérisation par ouverture du cycle

Copolymère lactide/caprolactone



Les copolymères lactide/glycolide utilisés dans la présente invention sont synthétisés conformément au schéma réactionnel suivant :



Lactide

Glycolide

Copolymère

lactide/glycolide

Les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée utilisées dans la présente invention viennent en contact avec les tissus mous d'un corps vivant, et il est donc nécessaire qu'elles présentent une certaine souplesse, étant donné que des réactions inflammatoires sont provoquées par des stimuli physiques au moment où il y a une différence importante entre les propriétés dynamiques de ces matières et celles des tissus mous d'un corps vivant, en particulier, lorsque leur dureté est excessive. Pour atteindre ce but, on préfère que leur température de transition vitreuse se situe aux alentours de la température corporelle. Pour satisfaire cette exigence, il est nécessaire de choisir la composition du copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou du copolymère lactide/glycolide avec des rapports de composition appropriés. La Figure 1 illustre la variation de la température de transition vitreuse en fonction de la fraction molaire de l' $\epsilon$ -caprolactone dans le copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone. Il est entendu que la mesure de la température de transition vitreuse a été effectuée à l'aide d'un calorimètre différentiel à balayage (DCS) - repères par  $\Delta$  et un dispositif de mesure du module dynamique - repères  $\odot$ .

Il est nécessaire que les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée utilisées dans la présente invention présentent une certaine résistance dynamique. En d'autres termes, lorsqu'il y a nécessité de fixer les films ou feuilles bio-dégradables/absorbables dans une région donnée à l'aide d'une suture, un grave problème se posera si la partie fixée se déchire. Par ailleurs, en l'absence d'une certaine résistance ou module d'élasticité, il se pose un problème lié à la conservation de la forme qui a tendance à se modifier du fait de l'hydrolyse, de telle sorte que l'objectif souhaité ne peut pas être atteint. Par conséquent, les matières utilisées dans la présente invention doivent, de préférence, présenter un module dynamique se situant dans la plage de  $5 \times 10^2$  à



5  $5 \times 10^4$  N/cm<sup>2</sup> ( $5 \times 10^7$  à  $5 \times 10^9$  dynes/cm<sup>2</sup>), que l'on peut obtenir par le choix de la composition des copolymères. La Figure 2 illustre la variation à la température ambiante du module d'élasticité dynamique en fonction de la fraction molaire d' $\epsilon$ -caprolactone dans le copolymère L-lactide/ $\epsilon$ -caprolactone. Il est entendu que le module d'élasticité dynamique a été mesuré à l'aide d'un Rheo-Vibron disponible auprès de Toyo Balldwin.

10 Par ailleurs, les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée utilisées dans la présente invention doivent être maintenues sous la forme d'un film ou d'une feuille pendant la période de temps durant laquelle la régénération de l'os alvéolaire et la recombinaison de la surface de la racine avec le tissu  
15 conjonctif sont réalisées. Par ailleurs, il n'est pas souhaitable qu'elles restent en tant que substance étrangère dans un corps vivant après la guérison. Ainsi, il est nécessaire qu'elles soient rapidement décomposées et absorbées et disparaissent. On peut également contrôler la vitesse de  
20 dégradation/absorption en faisant varier la composition et la masse moléculaire des copolymères.

Les variations de l'hydrolyse in-vitro en fonction de la fraction molaire d' $\epsilon$ -caprolactone dans le copolymère L-lactide/ $\epsilon$ -caprolactone sont  
25 illustrées sur les Figures 3 et 4, sur lesquelles O désigne une masse moléculaire par 100 % de L-lactide, □ une masse moléculaire par 88 % de L-lactide, △ une masse moléculaire pour 65 % de L-lactide, ⊙ une masse moléculaire par 15 % de L-lactide, × une masse moléculaire par 100 % d' $\epsilon$ -caprolactone, ● un poids pour 100 %  
30 de L-lactide, ■ un poids par 88 % de L-lactide, et ▲ un poids pour 65 % de L-lactide. La vitesse d'hydrolyse des échantillons in-vitro a été estimée dans une solution ayant un certain volume (3 mm de long x 5 mm de large x 1 mm d'épaisseur) dans une solution de tampon phosphate à 37°C (pH : 7,4),  
35 avec un appareil de contrôle d'élution conformément à la PHARMACOPEE JAPONAISE. Le poids, la masse moléculaire et le

taux de réduction de la résistance à la traction des produits hydrolysés ont été mesurées avant et après hydrolyse et exprimés en termes de pourcentage.

5        Ensuite, les taux de bio-dégradation/absorption et la réactivité vis-à-vis d'un tissu ont été étudiés par des  
essais in vivo. Les muscles dorsaux de lapins domestiques,  
pesant chacun environ 3 kg, ont été incisés dans la  
direction des fibres, des échantillons y ont été introduits, puis  
les fascias ont été suturés. Avant l'introduction, les  
10        échantillons ont été stérilisés avec de l'oxyde d'éthylène gazeux. Après l'introduction, les lapins ont été sacrifiés avec le temps d'examiner les variations des propriétés  
physiques des échantillons et la réactivité des tissus  
périphériques. Il en est résulté que l'homopolymère  
15        consistant en 100% d'acide polylactique est resté sensiblement entier même au bout de six mois et que le tissu  
mou en contact avec la périphérie de la matière avait subi  
une certaine inflammation. Cependant, les copolymères  
lactide/  $\epsilon$ -caprolactone (dans un rapport molaire de 70:30 %  
20        en moles) et lactide/glycolide (dans un rapport molaire de 75:25% en moles) ont été complètement décomposés et  
absorbés sans aucun signe d'une quelconque réaction  
tissulaire.

25        A partir des résultats ci-dessus, on comprend que les copolymères lactide/  $\epsilon$ -caprolactone et lactide/  
glycolide sont supérieurs à l'homopolymère consistant en  
100% d'acide polylactique en ce qui concerne les propriétés  
dynamiques et la vitesse d'hydrolyse, ainsi que la bio-  
compatibilité. Les copolymères lactide/  $\epsilon$ -caprolactone et  
30        lactide/glycolide sont des matières intéressantes étant  
donné que, comme c'est le cas avec l'homopolymère consistant  
en 100% d'acide polylactique, ils provoquent une hydrolyse  
non-enzymatique dans un corps vivant pour donner des  
hydrolysats qui sont décomposés et absorbés et finalement  
35        évacués du corps vivant sous la forme d'eau et de dioxyde de  
carbone. Ainsi, les matières biodégradables/ absorbables de

masse moléculaire élevée selon la présente invention sont non seulement des matières utiles pour la Technique de Régénération Dirigée des Tissus, mais sont également cliniquement utiles dans d'autres domaines dentaires.

5 Les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée de la présente invention vont maintenant être expliquées d'une manière spécifique mais non exclusive avec référence aux exemples suivants.

10 Exemple 1 :

On a provoqué d'une manière forcée une maladie périodontique chez un chien bâtard pleinement développé, induisant une rétraction gingivale. Le film poreux bio-dégradable/absorbable a été utilisé sous la forme d'une  
15 feuille d'environ 200  $\mu\text{m}$  d'épaisseur constituée par un copolymère L-lactide/ $\epsilon$ -caprolactone (dans un rapport molaire de 70:30 % en moles), présentant une masse moléculaire moyenne en poids d'environ 220 000, ainsi qu'un module d'élasticité dynamique de  $9,5 \times 10^2 \text{N/cm}^2$   
20 ( $9,5 \times 10^7 \text{ dynes/cm}^2$ ) et un taux d'allongement de 150%, tout deux à la température ambiante (25°C). Une fois que la surface de la racine a été recouverte avec cette feuille sous la forme d'une tente en patchwork, un rabat du tissu gingival a été re-suturée pour empêcher le tissu conjonctif  
25 d'entrer en contact avec la surface de la racine et de prendre part au processus de guérison. Au bout d'une période de trois mois, le processus de guérison a été observé. Comme résultat, on a trouvé que le copolymère L-lactide/ $\epsilon$ -caprolactone perdait une partie substantielle de  
30 sa résistance dynamique et subissait une hydrolyse très importante, bien que sa forme était maintenue. Cependant, un nouvel attachement incluant la formation du nouvel os alvéolaire indiquait que la maladie périodontique était  
35 guérie.

## Exemple 2

Comme film bio-dégradable/absorbable, on a fait usage d'une matière de type film d'une épaisseur d'environ 180  $\mu\text{m}$ , constituée par un copolymère D,L-lactide/glycolide (dans un rapport molaire de 80:20 % en moles),  
5 présentant une masse moléculaire moyenne en poids de 170 000, ainsi qu'un module d'élasticité dynamique de  $9,8 \times 10^2 \text{ N/cm}^2$  ( $9,8 \times 10^7 \text{ dynes/cm}^2$ ) et un taux d'allongement de 200%, tout deux à la température ambiante (25°C).  
10 Conformément aux modes opératoires de l'Exemple 1, le processus de guérison a été estimée après une période de trois mois. Comme résultat, on a trouvé que le film constitué par le copolymère D,L-lactide/glycolide était sensiblement décomposé et absorbé, et que des fibres du  
15 ligament périodontique s'étaient formées simultanément à la formation d'un nouvel os, signe de guérison de la maladie périodontique.

## Exemple 3

20 Une solution à 10% dans le dioxanne d'un copolymère L-lactide/glycolide (dans un rapport molaire de 90:10 % en moles), présentant une masse moléculaire moyenne en poids d'environ 260 000, ainsi qu'un module d'élasticité dynamique de  $1,8 \times 10^3 \text{ N/cm}^2$  ( $1,8 \times 10^8$   
25  $\text{dynes/cm}^2$ ) et un taux d'allongement de 1000%, tout deux à la température ambiante (25°C), a été lyophilisée pour préparer un film poreux bio-dégradable/absorbable sous la forme d'une feuille d'environ 220  $\mu\text{m}$ . Avec ce film, une expérimentation sur animaux a été effectuée d'une manière analogue à celle  
30 décrite à l'Exemple 1. Au bout d'une période de trois mois, on a trouvé que le film poreux de type feuille, constitué par le copolymère L-lactide/glycolide était complètement décomposé et absorbé, avec une guérison de la maladie périodontique.

## Exemple 4

Une solution à 10% dans le dioxanne d'un copolymère D,L-lactide/glycolide (dans un rapport molaire de 75:25 % en moles), présentant une masse moléculaire moyenne en poids d'environ 190 000, ainsi qu'un module d'élasticité dynamique de  $3,2 \times 10^3$  N/cm<sup>2</sup> ( $3,2 \times 10^8$  dynes/cm<sup>2</sup>) et un taux d'allongement de 1500%, tout deux à la température ambiante (25°C) a été lyophilisée pour préparer un film poreux bio-dégradable/ absorbable sous la forme d'une feuille d'environ 160 µm. Avec ce film, une expérimentation sur animaux a été effectuée d'une manière analogue à celle décrite à l'Exemple 1. Au bout d'une période de trois mois, on a trouvé que le film poreux de type feuille, constitué par le copolymère D,L-lactide/glycolide était complètement décomposé et absorbé, avec une guérison de la maladie périodontique.

## Exemple Comparatif 1

Une expérimentation a été effectuée conformément à l'Exemple 1, à ceci près qu'une matière d'une épaisseur d'environ 200 µm, consistant en acide polylactique ayant une masse moléculaire d'environ 220 000, a été utilisée en tant que film bio-dégradable/absorbable, pour observer le degré de guérison après une période de trois mois. Comme résultat, on a trouvé que l'acide polylactique n'était pratiquement pas décomposé, et qu'il en était résulté une inflammation partielle du tissu gingival en contact avec les bords du film constitué par 100% d'acide polylactique.

Les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée de la présente invention possèdent les avantages suivants par comparaison avec les matières de masse moléculaire élevée qui sont ni dégradables ni absorbables dans un corps vivant.

Conformément à la Technique de Régénération Dirigée des Tissus proposée par le Professeur S. Nyman et

al. (Université de Gothenbourg), il est essentiellement requis de retirer la matière implantée dans le périodonte immédiatement après que le périodonte est estimé être guéri par un tel implant. Pour ce retrait, il est à nouveau  
5 nécessaire d'effectuer une opération. Cependant, avec les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée de la présente invention, il n'est pas nécessaire d'effectuer une nouvelle opération, ce qui permet de soulager le patient d'une douleur et de réduire la charge  
10 économique à un degré considérable.

Il est nécessaire que la matière implantée dans le périodonte présente une résistance au début, mais il est plutôt demandé qu'elle perde cette résistance après la guérison de la maladie périodontique. Une absence de  
15 changement de résistance tendrait à provoquer une inflammation. Cependant, les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée de la présente invention possèdent une résistance au départ, laquelle peut être diminuée progressivement ou brusquement au cours du  
20 temps, si bien qu'il n'y a pas de possibilité de provoquer une inflammation du périodonte.

De plus, les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée de la présente invention possèdent les avantages suivants en comparaison avec celles  
25 consistant en des homopolymères à 100% d'acide polylactique.

Les propriétés dynamiques/mécaniques appropriées pour l'état du périodonte peuvent être données aux matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée de  
30 la présente invention, parce que ces matières consistent en des copolymères lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou de lactide/glycolide. Il est nécessaire de faire varier les taux de biodégradation et de bioabsorption de la matière implantée dans le périodonte selon le degré de la maladie  
35 périodontique. En particulier lorsqu'on vise à diminuer brusquement les propriétés dynamiques/mécaniques des

matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée au moment où une certaine période de temps s'est écoulée après son implantation dans le périodonte, il se présente une difficulté pour faire varier librement la

5 vitesse d'hydrolyse de la matière bio-dégradable/absorbable de masse moléculaire élevée consistant en l'homopolymère à 100% d'acide polylactique. Cependant, avec les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée de la présente invention, il est possible d'en contrôler

10 librement les taux de dégradation et d'absorption.

De plus, les matières bio-dégradables/absorbables de masse moléculaire élevée de la présente invention donnent peu ou pas de stimuli physiques aux tissus mous d'un corps vivant parce que leur température de transition vitreuse se

15 situe aux alentours de la chaleur du corps, si l'on compare avec les matières bio-dégradables/absorbables consistant en l'homopolymère à 100% d'acide polylactique.

## REVENDECATIONS

- 1 - Matière de régénération du périodonte pour le traitement de régénération du périodonte, caractérisée par le fait qu'elle consiste en une matière bio-dégradable/absorbable, de masse moléculaire élevée.
- 2 - Matière de régénération du périodonte selon la revendication 1, caractérisée par le fait qu'un copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide est utilisé en tant que ladite matière bio-dégradable/absorbable, de masse moléculaire élevée.
- 3 - Matière de régénération du périodonte selon la revendication 2, caractérisée par le fait que ledit copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide présente une masse moléculaire moyenne en poids se situant dans la plage de 40 000 à 500 000.
- 4 - Matière de régénération du périodonte selon la revendication 2, caractérisée par le fait que ledit copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide présente un rapport molaire se situant dans la plage de 95:5 à 5:95.
- 5 - Matière de régénération du périodonte selon la revendication 2, caractérisée par le fait que ledit copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide se présente sous la forme d'un film ou d'une feuille ayant une épaisseur se situant dans la plage de 10 à 500  $\mu$ m.
- 6 - Matière de régénération du périodonte selon la revendication 5, caractérisée par le fait que ledit film ou ladite feuille dudit copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide est poreux (poreuse).
- 7 - Matière de régénération du périodonte selon la revendication 2, caractérisée par le fait que ledit copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide présente un module d'élasticité dynamique se situant dans la plage de  $5 \times 10^2$  à  $5 \times 10^4$  N/cm<sup>2</sup> ( $5 \times 10^7$  à  $5 \times 10^9$  dynes/cm<sup>2</sup>) et un taux d'allongement de 100 à 2 000%, tout deux étant mesurés à la température ambiante (25°C).



8 - Matière de régénération du périodonte selon la revendication 2, caractérisée par le fait que ledit copolymère lactide/ $\epsilon$ -caprolactone ou lactide/glycolide voit son taux de rétention de la résistance à la traction réduit à zéro après qu'il se soit écoulé un à six mois en raison de l'action d'hydrolyse in-vitro (dans une solution de tampon phosphate à 37°C et à pH 7,4).

FIG. 1

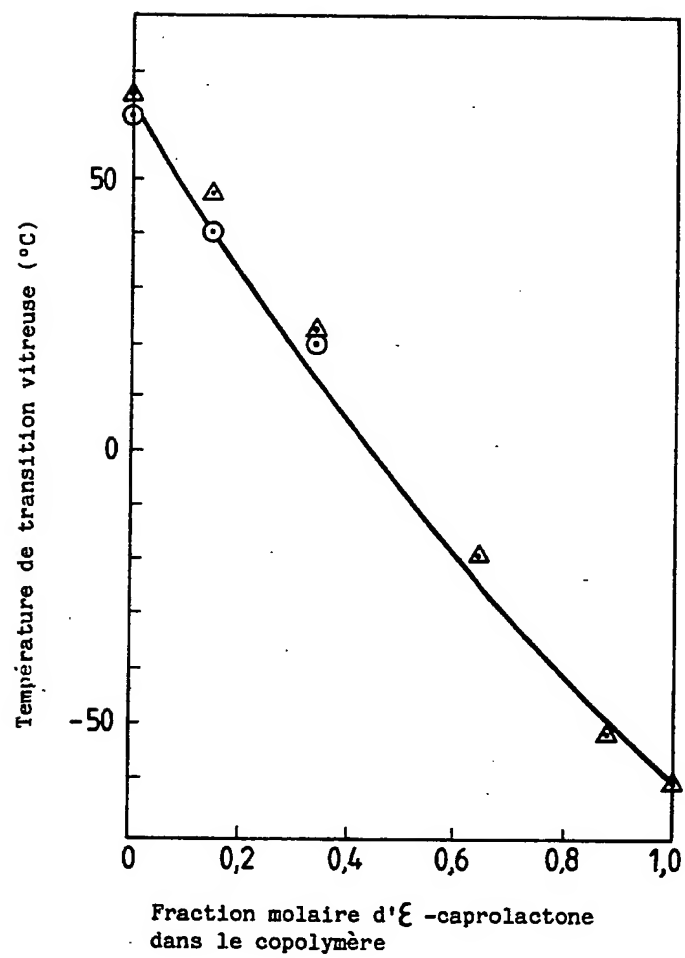


FIG. 2

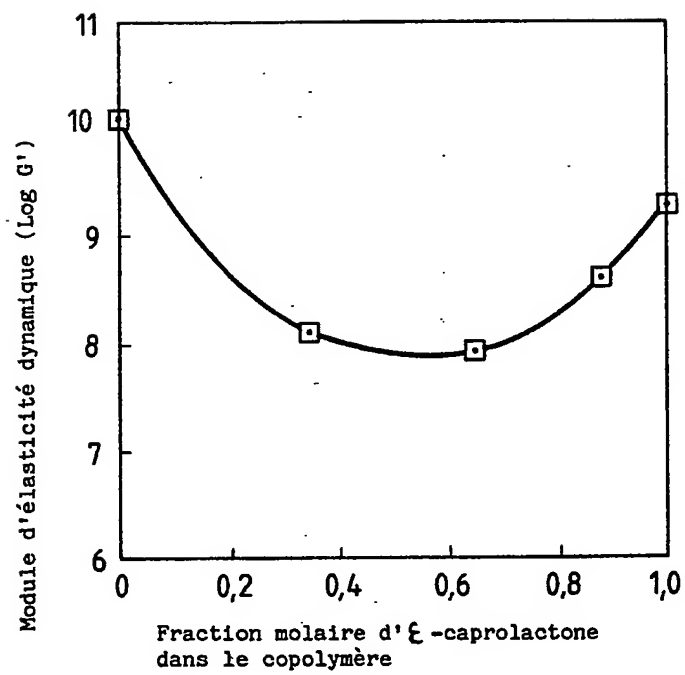


FIG. 3

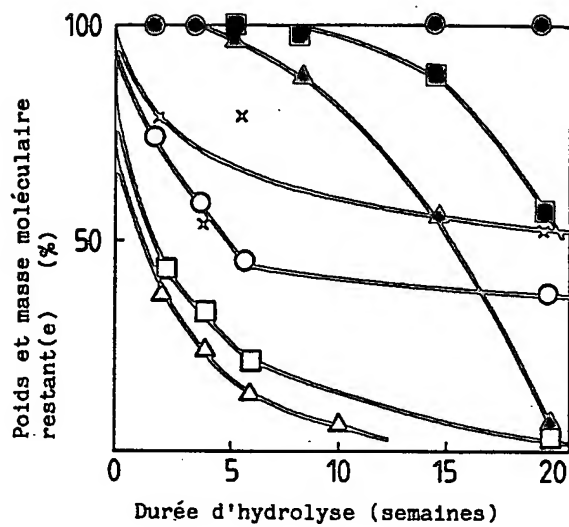


FIG. 4

